

1/9/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2001 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

012639079 **Image available**

WPI Acc No: 1999-445183/199938

XRPX Acc No: N99-332029

System for non-contact optical measurement of object especially for displacement and/or vibration measurement

Patent Assignee: POLYTEC GMBH (POLY-N)

Inventor: LEWIN A C

Number of Countries: 026 Number of Patents: 003

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 19801959	A1	19990722	DE 1001959	A	19980121	199938 B
EP 932050	A2	19990728	EP 98123164	A	19981204	199938
JP 11257920	A	19990924	JP 9912844	A	19990121	199951

Priority Applications (No Type Date): DE 1001959 A 19980121

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

DE 19801959	A1		7	G01B-009/02	
-------------	----	--	---	-------------	--

EP 932050	A2	G		G01S-007/481	
-----------	----	---	--	--------------	--

Designated States (Regional): AL AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT
LI LT LU LV MC MK NL PT RO SE SI

JP 11257920	A		7	G01B-011/00	
-------------	---	--	---	-------------	--

Abstract (Basic): DE 19801959 A1

NOVELTY - The measuring of the reference beam runs at least twice through the Bragg cell for producing a frequency shift, so that the frequency shift of the beam is increased. The beam shifted in its frequency is the measurement beam. The beam the first time on its path to the measurement object (14) runs through the Bragg cell (10) for producing the frequency shift, and a further time on its return path.

USE - Used for measuring displacements and vibrations using laser interferometer.

ADVANTAGE - Measurement is carried out with increased sensitivity, low noise level and a considerably reduced adjustment cost. System is suitable for use in medical field.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The diagram shows a system for non-contact vibration measurement.

Object being measured (14)

Bragg cell for producing frequency shift (10)

Laser (1)

Beam divider (2)

polarizer (4)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) EP 0 932 050 A2

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
28.07.1999 Patentblatt 1999/30

(51) Int. Cl.⁶: G01S 7/481, G01S 17/08,
G01S 17/50

(21) Anmeldenummer: 98123164.0

(22) Anmeldetag: 04.12.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 21.01.1998 DE 19801959

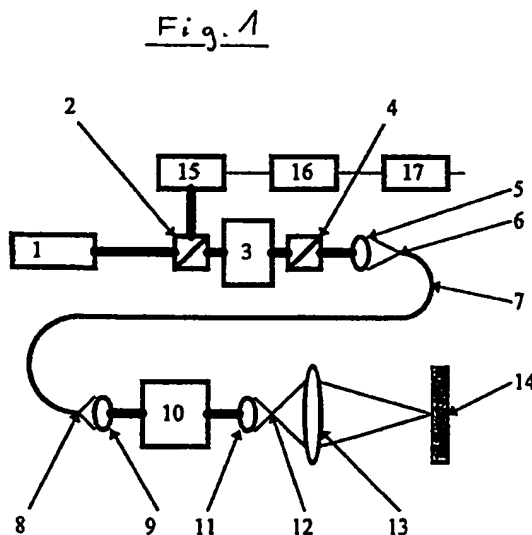
(71) Anmelder: Polytec GmbH
76337 Waldbronn (DE)

(72) Erfinder:
Lewin, Andrew Charles, Dr.
76337 Waldbronn-Etzenrot (DE)

(74) Vertreter:
Brommer, Hans Joachim, Dr.-Ing.
Lemcke, Brommer & Partner
Patentanwälte
Postfach 11 08 47
76058 Karlsruhe (DE)

(54) Optischer Aufbau zur berührungslosen Schwingungsmessung

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur berührungslosen, optischen Vermessung eines Objektes, insbesondere zur Weg- und/oder Schwingungsmessung mittels eines Laserinterferometers mit mindestens einem Meß- und mindestens einem Referenzstrahl. Dabei wird das vom Laser kommende Licht über einen Lichtleiter zu einem Meßkopf geführt. Wesentlich ist, daß die Aufteilung des Lichtes in Meßstrahl und Referenzstrahl erst nach Durchlaufen zumindest eines Teiles des Lichtleiters, zweckmäßig erst am Ende des Lichtleiters erfolgt, wobei ein Mittel zur Erzeugung einer Frequenzverschiebung zwischen dem Ende des Lichtleiters und dem Meßobjekt positioniert ist.



EP 0 932 050 A2

BEST AVAILABLE COPY

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur berührungslosen, optischen Vermessung eines Objektes, insbesondere zur Weg- und/oder Schwingungsmessung, mittels eines Laserinterferometers mit mindestens einem Meß- und mindestens einem Referenzstrahl, wobei die Vorrichtung ein Mittel zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung aufweist.

[0002] Laserinterferometer stellen ideale Meßanordnungen zur hochauflösenden Weg- bzw. Schwingungsmessung dar. Die Messungen finden dabei rein optisch, also berührungslos, statt. Dabei wird kohärentes Licht, das bevorzugt von einem Laser erzeugt wird, in einen Meß- und in einen Referenzstrahl aufgespalten. Der Meßstrahl wird für sich allein in einem sogenannten Meßarm zu einem Meßobjekt geführt, von diesem reflektiert und dann mit dem Referenzstrahl überlagert. Es ergeben sich Interferenzmuster, die außerordentlich empfindlich von der Länge des Meßarmes abhängen.

[0003] Zur vorzeichenrichtigen Ermittlung von Schwingungen haben sich allgemein sogenannten Heterodyne-Interferometer durchgesetzt. Bei diesen sind Meßstrahl und Referenzstrahl in der Frequenz gegeneinander verschoben. Diese Verschiebung läßt sich entweder durch einen optoakustischen Modulator, insbesondere eine Bragg-Zelle, erzeugen oder durch das Durchstimmen einer Laserdiode in Verbindung mit einer Laufzeitdifferenz zwischen Meß- und Referenzstrahl.

[0004] Bei den beschriebenen, in der Regel verwendeten Zweistrahl-Anordnungen, wie Michelson oder Mach Zehnder, von denen der Oberbegriff des Anspruches 1 ausgeht, ist allerdings eine große Anzahl von optischen Bauelementen notwendig, so daß die Interferometer mit erheblichem Aufwand in vier oder mehr Freiheitsgraden einzustellen und zu justieren sind.

[0005] Außerdem läßt die Empfindlichkeit der bekannten Laserinterferometer zu wünschen übrig, da in der Regel ein Lichtleiter verwendet wird, der Teil des Meßarmes ist und somit die Anordnung gegenüber Vibrationen und Einstreuung in den Lichtleiter empfindlich macht. Dieses Rauschen kann insbesondere bei der Messung an schwach reflektierenden Oberflächen unbehandelter Meßobjekte nachteilig sein.

[0006] Von R.I. Laming et al. „A Practical All-Fibre Laser Vibrometer“, Experimental Techniques March/April 1990, wird deshalb ein Interferometer vorgeschlagen, bei dem das Licht erst am Ende des Lichtleiters in Meß- und Referenzstrahl aufgeteilt wird. Ein solcher Aufbau wird durch den Verzicht auf eine Bragg-Zelle und den Einsatz eines durchstimmbaren Halbleiterlasers möglich.

[0007] Nachteil dieser Konstruktion ist allerdings, daß die Frequenzverschiebung durch die Modulation des Injektionsstromes im Halbleiterlaser nur für relativ geringe Frequenzen möglich ist und der Bereich der meßbaren Schwingungsfrequenzen und schnellen

Geschwindigkeiten dadurch stark eingeschränkt wird. Weiterhin fallen schwach reflektierende Oberflächen bei einer durch die Injektionsstrom-Modulation hervorgerufenen Intensitätsschwankung des Laserlichtes wegen Störungen in der Amplitudenmodulation oftmals aus dem Meßbereich heraus. Schließlich hat der Einsatz eines Halbleiterlasers gegenüber einem Gaslaser generell einige Nachteile, da die geringe Kohärenzlänge des vom Halbleiterlaser emittierten Lichtes im Interferometer Phasenrauschen verursacht, welches linear mit dem Weglängenunterschied zwischen Meß- und Referenzarm zunimmt.

[0008] Davon ausgehend besteht die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, die vorgenannten Vorteile zu beseitigen, insbesondere ein Laserinterferometer anzugeben, das sich durch eine erhöhte Empfindlichkeit, ein geringeres Rauschen und einen erheblich verminderten Justageaufwand auszeichnet. Weiterhin soll ein Interferometerbetrieb nicht nur mit Halbleiterlasern möglich sein und schließlich soll sich das Interferometer für den Einsatz im medizinischen Bereich eignen.

[0009] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Meß- oder Referenzstrahl das Mittel zum Erzeugen der Frequenzverschiebung mindestens zweimal durchläuft, so daß die Frequenzverschiebung des Strahles vergrößert wird.

[0010] Mit „Durchlaufen“ ist hier jede Art von Wechselwirkung mit dem Mittel zum Erzeugen der Frequenzverschiebung gemeint, so etwa auch eine Reflektion.

[0011] Durch das zweimalige Durchlaufen des Mittels zur Frequenzverschiebung vermindert sich der optische Aufwand ganz erheblich, da bei beiden Durchläufen derselbe optische Weg benutzt werden kann und dadurch große Teile der bislang benötigten Spiegel- und Linsenanordnungen überflüssig werden. Weiterhin ergibt sich beim zweimaligen Durchlaufen der zusätzliche Vorteil, daß der Laserstrahl zweimal in der Frequenz verschoben wird. So wird insgesamt eine betragsmäßig größere Frequenzverschiebung erzielt, was die meßbare Geschwindigkeit steigert und den Meßbereich zu noch höheren Schwingungsfrequenzen hin erweitert.

[0012] Es ist günstig, wenn der in der Frequenz verschobene Strahl der Meßstrahl ist, denn so erhält man eine sehr einfache Anordnung, wenn man den Meßstrahl senkrecht auf das Meßobjekt treffen läßt und dieser in sich selbst zurückreflektiert wird. Dann wird der Strahl das erste Mal auf seinem Weg zum Meßobjekt und ein weiteres Mal auf seinem Rückweg das Mittel zum Erzeugen der Frequenzverschiebung durchlaufen.

[0013] Als Mittel zum Erzeugen der Frequenzverschiebung läßt sich vorteilhaft eine Bragg-Zelle einsetzen, wie sie sich in der Praxis vielfach bewährt hat.

[0014] Oft muß ein Meßobjekt unter beengten Platzverhältnissen vermessen werden. Dafür ist es günstig, wenn der Laser in einiger Entfernung zum Meßobjekt plaziert werden kann und das vom Laser kommende Licht über einen Lichtleiter zu einem Meßkopf geführt

wird. Vom Meßkopf wird das Licht dann auf das Meßobjekt projiziert.

[0015] In einer solchen Anordnung hat sich als günstigster Platz für das Mittel zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung der Bereich zwischen Lichtleiter und Meßobjekt herausgestellt, in der Regel also der Meßkopf.

[0016] Eine besonders vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung besteht darin, daß die Aufteilung des Lichtes in Meßstrahl und Referenzstrahl nach Durchlaufen zumindest eines Teiles des Lichtleiters erfolgt. Dadurch, daß Meß- und Referenzstrahl möglichst lange gemeinsam durch den Lichtleiter geführt werden, werden beide in exakt gleicher Art und Weise beeinflusst, so daß sich die Störungen aufheben und das Meßergebnis nicht beeinträchtigt wird. Weiterhin wird durch den beschriebenen Aufbau die Länge des verbleibenden Meßarmes reduziert, was insofern vorteilhaft ist, da insbesondere das Licht aus Laserdioden keine große Kohärenzlänge aufweist und damit zu erhöhtem Phasenrauschen im Interferometer führt. Dieses Phasenrauschen wirkt sich um so stärker aus, je größer die absolute Längendifferenz zwischen Meßarm und Referenzarm des Interferometers ist.

[0017] Vorteilhafterweise erfolgt die Aufteilung von Meßstrahl und Referenzstrahl am Austrittsende des Lichtleiters, indem der Meßstrahl aus dem Lichtleiter austritt, während der Referenzstrahl von Lichtleiterende in den Lichtleiter zurückreflektiert wird. Im einfachsten Fall wird der ohnehin am Lichtleiter-Luft-Übergang reflektierte Anteil als Referenzstrahl verwendet. Dadurch entfallen alle bisher notwendigen Maßnahmen, um diesen Anteil zu verringern, der etwa 4 % der gesamten Intensität ausmacht und sich bislang störend bemerkbar machte, weil dieser Anteil größer als der des Meßsignals wurde.

[0018] Es ist aber auch denkbar, die Intensität des Referenzstrahles zu erhöhen, etwa durch zusätzliches Verspiegeln des Austrittsendes.

[0019] Das Merkmal der Aufteilung am Austrittsende erlaubt eine besonders einfache Montage, da hier sonst notwendige, aufwendige Justierarbeiten entfallen. Der Referenzstrahl wird praktisch von selbst zurückgeführt.

[0020] Neben einem Aufteilen am Austrittsende ist natürlich ein Aufteilen dahinter oder ein Trennen in Meß- und Referenzstrahl im Lichtleiter denkbar, allerdings weniger vorteilhaft. Im Lichtleiter ließe sich dieses z. B. durch einen bei der Herstellung der Faseroptik erzeugten Sprung des Brechungsindex an einem definierten Punkt des Lichtleiters erzeugen.

[0021] Der Meßarm wird besonders kurz und damit besonders unempfindlich gegenüber ungewollten Beeinträchtigungen von außen, wenn die Aufteilung in Meß- und Referenzstrahl erst im Meßkopf erfolgt.

[0022] Die gewünschte Unempfindlichkeit gegenüber Störungen läßt sich noch weiter vergrößern, wenn Meß- und Referenzstrahl nicht nur auf dem Hinweg, sondern auch auf dem Rückweg zusammen geführt werden.

Dazu werden sie vorteilhafterweise von einem gemeinsamen Lichtleiter zu einem Detektor des Interferometers geleitet, mit dem die Veränderungen des Interferenzmusters gemessen werden. Zweckmäßigerweise ist dieser Lichtleiter mit dem eingangs genannten Lichtleiter identisch, so daß man keinen zweiten Lichtleiter benötigt, der mit dem ersten Lichtleiter verkoppelt werden müßte. Vielmehr treten Meß- und Referenzstrahl jeweils an den gleichen Enden des Lichtleiters ein bzw. aus - auch was die Zuführung zum Detektor angeht.

[0023] Um eine identische, sich aufhebende Beeinflussung durch äußere Störungen von Meß- und Referenzstrahl im Lichtleiter zu erhalten, durchlaufen diese den Lichtleiter vorteilhaft mit der gleichen Polarisation, insbesondere sind beide identisch linear polarisiert. Dies gilt sowohl für den Hin- als auch für den Rückweg durch den oder die Lichtleiter.

[0024] Zur Steigerung der Meßempfindlichkeit enthält die Vorrichtung vorzugsweise ein Isolatorsystem, das verhindert, daß Licht in den Laser zurückgekoppelt wird, sondern dafür sorgt, daß die gesamte und nicht nur ein Teil der Signalleistung zum Detektor geleitet wird. Das Isolatorsystem weist einen Faraday-Rotator und ein polarisationsdiskriminierendes Element, insbesondere einen Polarisationsstrahlteiler, auf.

[0025] Durch die Verwendung des Lichtleiters und dessen Unempfindlichkeit gegenüber Vibrationen eignet sich die erfindungsgemäße Vorrichtung besonders gut für einen Multiplex-Betrieb. Dabei werden mehrere Lichtleiter mit jeweils einem Meßkopf eingesetzt, wobei die Lichtleiter durchaus länger als üblich ausfallen können und zu den unterschiedlichsten Stellen eines oder mehrerer Meßobjekte verlegbar sind. Man braucht dann nur noch eine einzige Steuereinrichtung mit Laser und Detektor, was Kosten spart. Diese Steuereinrichtung weist sinnvollerweise eine Zuordnungseinrichtung zum Zuordnen und Einkoppeln des Laserlichtes in die unterschiedlichen Lichtleiter auf.

[0026] Die vorstehend beschriebene Vorrichtung eignet sich insbesondere für ein Verfahren zur optischen Vermessung eines Objektes, das dadurch gekennzeichnet ist, daß zur Optimierung der Position eines Implantates, insbesondere einer Hörhilfe, am oder im menschlichen oder tierischen Körper der Meßstrahl in den Strahlengang eines Operationsmikroskopes eingekoppelt wird. Damit ist ausdrücklich eine in vivo-Positionierung gemeint. Das heißt eine Positionierung während der Operation an einem Tier oder Menschen.

[0027] Hierbei machen sich die Vorteile der eingangs erwähnten erfindungsgemäßen Vorrichtung besonders bemerkbar, da die Implantate in der Regel nicht extra verspiegelt werden können und man wegen ihrer naturgemäß geringen Reflexivität auf eine hohe Empfindlichkeit der Meßanordnung angewiesen ist. Außerdem sind moderne Operationsmikroskope oftmals für einen möglichst großen Freiraum des Arztes bei der Operation außerordentlich beweglich an langen Führungsarmen

aufgehängt. Um dieser Beweglichkeit bei der interferometrischen Messung folgen zu können, muß man sehr lange Lichtleiter verwenden, deren Empfindlichkeit gegenüber Erschütterungen durch die erfindungsgemäße Vorrichtung eliminiert wird.

[0028] Während der gewichtige Teil des Interferometers mit Präzisionslaser und hochempfindlichem Detektor bequem abseits aufgebaut werden kann, wird das Licht über den flexiblen Lichtleiter zum verschwenkbaren Teil des Mikroskops geführt und hier so in den Strahlengang eingekoppelt, daß der Arzt bei der Operation einen Teil des vom Implantat reflektierten Laserlichtes als Meßpunkt erkennen und damit den Meßort festlegen kann.

[0029] Es ist dabei nicht unbedingt notwendig, daß das Laserlicht auch das Linsensystem des Mikroskops durchläuft, das Licht kann der Einfachheit halber auch zwischen Mikroskop und Implantat in den Strahlengang des Mikroskops eingekoppelt werden.

[0030] Alternativ zur angesprochenen Vorrichtung mit Präzisionsgaslaser und Lichtleiter kann z. B. auch ein miniaturisiertes Interferometer mit Halbleiterlaser vollständig am Operationsmikroskop angebracht sein, um das erfindungsgemäße Verfahren durchzuführen.

[0031] Das Verfahren ist besonders geeignet zur Untersuchung mechanisch bedingter Schädigungen von Hörorganen, zur Analyse derselben und zur Ermittlung geeigneter Positionen von Implantaten und aktiven Hörhilfen und Hörorganen. Deren Funktionskontrolle konnte bisher nur sehr rudimentär vorgenommen werden. In einer erfindungsgemäßen Weiterbildung des

[0032] Verfahrens wird nun das Implantat während der Operation vorzugsweise an unterschiedlichen Positionen in Schwingungen versetzt. Diese Schwingungen werden mit dem Interferometer vermessen, so daß die ideale Einbauposition des Implantates festgestellt werden kann.

[0033] Für eine möglichst realistische Funktionskontrolle werden die Schwingungen durch Schall erzeugt, der über die noch intakten Elemente des Hörapparates des Menschen oder Tieres als Schwingung an das Implantat weitergeleitet wird.

[0034] Der Meßstrahl des Interferometers wird zweckmäßigerweise durch eine Operationsöffnung in den Kopf bzw. Körper des Menschen oder Tieres eingeleitet.

[0035] In Weiterbildung der eingangs beschriebenen Vorrichtung läßt sich diese auch als Mikrofon einsetzen. Mikrofone von sehr hoher Qualität haben das Problem, daß die von der Membran korrekt aufgenommene Schwingung durch das Übertragungssystem (magnetisch oder kapazitiv) verfälscht werden. Ein Laservibrometer hat aber über einen sehr weiten Bereich einen flachen Frequenzgang. Da man mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung einen sehr kleinen Aufbau des Meßkopfes erreicht, kann man diesen als Schwingungsaufnehmer in ein Mikrofon einbauen, insbesondere in dessen Gehäuse, das auch zu einem Rahmen

abgemagert sein kann. Der Laserstrahl nimmt die Schwingungen der Membran auf und man hat am Ausgang der Vibrometer-Elektronik ein sehr sauberes Signal. Der Vorteil liegt darin, daß akustische Signale optisch an der Membran gemessen werden können, so daß die Schwingungseigenschaften der Membran nicht beeinflußt werden.

[0036] Besonders genau lassen sich die Membranschwingungen vermessen, wenn man den Meßstrahl in den Strahlengang eines Mikroskops einkoppelt.

[0037] Weitere erfindungswesentliche Merkmale und Vorteile ergeben sich aus der Beschreibung eines Ausführungsbeispiels anhand der Zeichnung; dabei zeigt

Figur 1 den schematischen Aufbau einer Vorrichtung zur berührungslosen Schwingungsmessung; und

Figur 2 eine Skizze eines Vermessungsverfahrens.

[0038] In Figur 1 erkennt man einen Laser 1, dessen kollimierter Lichtstrahl zunächst einen Strahlteiler 2 passiert. Der Strahlteiler 2 dient zum Auskoppeln des zurücklaufenden Meß- und Referenzstrahles für die Detektion und wird in seiner Funktion weiter unten beschrieben. Für ein optimiertes, selektives Auskoppeln der zurücklaufenden Strahlen ist der Strahlteiler vorzugsweise ein Polarisationsstrahlteiler, hinter dem ein Faraday-Rotator 3 und ein Polarisator 4 angeordnet sind. In bestimmten Fällen ist es auch möglich, die zurücklaufenden Strahlen in einem 50:50 Strahlteiler aufzuteilen.

[0039] Das so polarisierte Laserlicht wird über ein Linsensystem 5 in ein Eintrittsende 6 eines Lichtleiters 7 eingekoppelt. Der Lichtleiter 7 ist vorzugsweise eine Monomode-Glasfaser. Vom Eintrittsende 6 des Lichtleiters 7 zurückreflektiertes Licht geht verloren oder überlagert sich in unerwünschter Weise mit dem zurücklaufenden Meß- und Referenzstrahl. Deshalb wird das Eintrittsende 6 vorzugsweise so behandelt, daß möglichst wenig Licht zurückreflektiert wird.

[0040] Das Licht durchläuft zumindest einen wesentlichen Teil des Lichtleiters 7, bevor es, im dargestellten Ausführungsbeispiel am Austrittsende 8 des Lichtleiters, in Meßstrahl und Referenzstrahl aufgeteilt wird.

[0041] Zur Aufteilung reflektiert das Austrittsende 8 des Lichtleiters 7 einen angemessenen Anteil des Laserlichtes in den Lichtleiter 7 zurück. Wesentlich ist dabei, daß der zurückreflektierte Anteil als Referenzstrahl fungiert.

[0042] In der Regel beträgt die Intensität des am Glas-Luft-Übergang des Austrittsendes 8 zurückreflektierten Anteils etwa 4 % der Intensität des ankommenden Laserlichtes. In bestimmten Fällen ist es aber empfehlenswert, hier eine zusätzliche Beschichtung des Austrittsendes 8 zu verwenden, um die Intensität des Referenzstrahles zu erhöhen.

[0043] Das nicht am Austrittsende 8 zurückreflektierte oder absorbierte Licht fungiert als Meßstrahl. Es tritt

aus dem Lichtleiter 7 an dessen Austrittsende 8 aus und wird mittels eines zweiten Linsensystems 9 kollimiert oder nahezu kollimiert und auf ein Mittel 10 zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung gelenkt, das als eine Bragg-Zelle ausgeführt ist.

[0044] Vom Mittel 10 zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung wird der Meßstrahl zu einem dritten Linsensystem 11 reflektiert, das den kollimierten Meßstrahl in einem Punkt 12 fokussiert.

[0045] Der Punkt 12 liegt vorzugsweise in der Brennebene eines vierten Linsensystems 13, um die Verwendung einer austauschbaren und fokussierbaren Frontoptik, etwa in Form von Kameraobjektiven, zu ermöglichen.

[0046] Vom vierten Linsensystem 13 wird der Meßstrahl schließlich auf das Meßobjekt 14 abgebildet. Somit ergibt sich vom Austrittsende 8 bis zum Meßobjekt 14 ein möglichst kurzer Meßarm für den hinlaufenden Meßstrahl.

[0047] Der Meßstrahl wird vom Meßobjekt 14 reflektiert und erfährt dabei eine Dopplerfrequenzverschiebung, die zu der momentanen Geschwindigkeit der Oberfläche des Meßobjektes 14 in Strahlrichtung proportional ist. Der zurückreflektierte Meßstrahl durchläuft den umgekehrten Weg des hinlaufenden Meßstrahles. Er wird also über die Linsensysteme 13, 11, das Mittel 10 zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung und das Linsensystem 9 in das Austrittsende 8 des Lichtleiters 7 eingekoppelt.

[0048] Wesentlich ist nun, daß er dabei ein zweites Mal mit dem Mittel zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung wechselwirkt, wobei er eine zweite, gleichgerichtete, zusätzliche Frequenzverschiebung erfährt.

[0049] Der Meßkopf enthält im dargestellten Ausführungsbeispiel das Austrittsende 8, das zweite Linsensystem 9, das Mittel 10 zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung, das dritte Linsensystem 11, und das vierte Linsensystem 13. Die Aufteilung in Meßstrahl und Referenzstrahl erfolgt also im Meßkopf. Durch die Aufteilung am Austrittsende 8 des Lichtwellenleiters 7 erübrigt sich der sonst notwendige Strahlteiler und der Meßkopf baut entsprechend klein. Justierarbeiten im Meßkopf sind praktisch eliminiert.

[0050] Falls die Arbeitsentfernung vom Meßkopf zum Meßobjekt 14 genügend klein ist und nicht verändert wird, kann auch das zweite Linsensystem 9 zur Fokussierung verwendet werden. So lassen sich das dritte und das vierte Linsensystem 11, 13 und die dadurch verursachten Kosten sparen.

[0051] Der Meßstrahl wird nun im Lichtleiter 7, also auf dem gleichen Pfad wie der Referenzstrahl, zurückgeführt. Dadurch wird der Lichtleiter 7 auch bezüglich der Rückführung von Meß- und Referenzstrahl unempfindlich gegen Erschütterungen und Vibrationen. Vom Eintrittsende 6 des Lichtleiters 7 werden Meß- und Referenzstrahl in Richtung des Strahlteilers 2 projiziert. Durch den Faraday-Rotator 3 ist die Polarisationssebene des Meß- und Referenzstrahles auf Hin- und Rückweg

so gedreht worden, daß die zurücklaufenden Strahlen bei geeigneter Einstellung des Polarisationsstrahlteilers 2 vollständig zum Detektor 15 gelenkt und nicht in den Laser 1 rückgekoppelt werden.

5 [0052] Im Falle eines intensitätsstarken Helium-Neon-Lasers kann auf das Isolatorsystem aus teurem Faraday-Rotator 3 und Polarisator 4 verzichtet werden. Der Strahlteiler 2 wird in diesem Fall durch einen 50:50 Strahlteiler ersetzt. Jeweils 50 % des gesendeten und empfangenen Lichtes gehen dann verloren.

10 [0053] Das sich durch die Schwingungen des Meßobjektes 14 verändernde Interferenzmuster von Meß- und Referenzstrahl äußert sich am Detektor 15 als Intensitätsmodulation des ankommenden Lichtes. Die Frequenz der Intensitätsmodulation ist durch die Summe der doppelten, durch die Bragg-Zelle 10 erzeugten Frequenzverschiebung und der Doppler-Verschiebung durch die Geschwindigkeit des Meßobjektes 14 gegeben. Dieses optische Signal wird vom Detektor 15 in ein elektrisches Signal umgewandelt und mittels einer Vor-
20 verarbeitungsstufe 16 gefiltert und verstärkt. Das so erzeugte Signal wird dann mittels einer Demodulations-elektronik 17 in bekannter Weise in ein Signal umgewandelt, das die Vibrationsgeschwindigkeit bzw. die Amplitude des Meßobjektes charakterisiert.

25 [0054] In Figur 2 ist das erfindungsgemäße Verfahren zur optischen Vermessung eines Objektes skizziert. Dabei schaut ein Betrachter 21, in der Regel der Arzt bei der Operation, durch ein Operationsmikroskop 22, das an einer Mikroskopaufhängung 23 sehr frei beweglich ist. Er kann durch dieses Mikroskop 22 den Operationsverlauf beobachten und dabei auch sehr kleine Details genau kontrollieren. Dies ist insbesondere für Operationen im Kopfbereich, zum Beispiel am Ohr 24, wichtig. Empfindliche Körperteile wie das Trommelfell 25 oder andere Teile des Mittelohres lassen sich überhaupt nur so erfolgreich operieren.

[0055] Wesentlich ist nun, daß der Meßstrahl eines Laserinterferometers in den Strahlengang des Operationsmikroskopes 22 eingekoppelt wird. Dadurch kann an einem durch das Mikroskop sichtbaren Objekt eine Weg- und/oder Schwingungsmessung vorgenommen werden, wobei es sogar möglich ist, den Meßpunkt im Mikroskop zu sehen und ihn somit exakt zu positionieren.

40 [0056] Bei dem Objekt handelt es sich entweder um ein Implantat oder um das Trommelfell bzw. ein anderes zu vermessendes Körperteil. Durch die Wegund/oder Schwingungsmessung kann der optimale Einbauort des Implantates gefunden werden. Dazu wird das Ohr zum Beispiel durch Schall oder direkte mechanische Erregung zu Schwingungen angeregt. Dann wird das Implantat so positioniert, daß es seinerseits eine vorgegebene, gewünschte Schwingungsamplitude aufweist.
55 Alternativ zur Vermessung des Implantates können auch die Schwingungen des Trommelfells oder eines anderen Körperteils gemessen und aus der Änderung des Schwingungsverhaltens auf den korrekten Einbau-

ort des Implantates geschlossen werden.

[0057] Das Einkoppeln des Meßstrahles in den Strahlengang des Operationsmikroskopes 22 erfolgt im dargestellten Ausführungsbeispiel über einen Strahlteiler 26. Der Meßstrahl wird von einem nicht dargestellten Laser erzeugt und über einen Lichtleiter 27 zu einem Meßkopf 28 geleitet.

[0058] Im Meßkopf 28 tritt der Meßstrahl aus dem Lichtleiter 27 aus und verläuft über eine Kollimatorlinse 29 zu einer Bragg-Zelle 30. An der Bragg-Zelle 30 wird der Meßstrahl frequenzverschoben und vorzugsweise über zwei weitere Linsen 31 und 32 unter Umlenkung durch den Strahlteiler 26 oder einen Spiegelstab auf das zu vermessende Objekt fokussiert.

[0059] Der Meßstrahl wird zwischen Operationsmikroskop 22 und Objekt 25 in den Strahlengang des Operationsmikroskopes 22 eingekoppelt. Dazu ist am Operationsmikroskop 22 ein Halter 33 befestigt, der den Meßkopf 28 und den Strahlteiler oder Spiegelstab 26 trägt. Der Lichtleiter 27 ist entlang der Mikroskop-aufhängung 23 verlegt.

[0060] Alternativ zur in Figur 2 dargestellten Fokussierung des Meßstrahles auf das Trommelfell 25 kann dieser zum Beispiel durch eine Operationsöffnung im Kopf direkt auf das Implantat fokussiert werden.

[0061] Das erfindungsgemäße Verfahren läßt sich wegen der normalerweise sehr geringen Reflexivität von Körperteilen und Implantaten und der großen Länge des zu verwendenden Lichtleiters 27 besonders gut mit der zuvor beschriebenen erfindungsgemäßen Vorrichtung durchführen. Vorrichtung und Verfahren ermöglichen damit neue Operationstechniken und bringen für die Medizintechnik einen großen Fortschritt zum Wohle des Patienten.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur berührungslosen, optischen Vermessung eines Objektes (14), insbesondere zur Weg- und/oder Schwingungsmessung, mittels eines Laserinterferometers mit mindestens einem Meß- und mindestens einem Referenzstrahl, wobei die Vorrichtung ein Mittel (10) zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß der vom Laser (1) ausgehende Strahl einen Lichtleiter (7) durchläuft, daß die Aufteilung in Meßstrahl und Referenzstrahl am Austrittsende (8) des Lichtleiters (7) erfolgt und daß der Meß- oder Referenzstrahl das Mittel (10) zum Erzeugen der Frequenzverschiebung mindestens zweimal durchläuft, so daß die Frequenzverschiebung des Strahles vergrößert wird.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der in seiner Frequenz verschobene Strahl der Meßstrahl ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahl das erste Mal auf seinem Weg zum Meßobjekt (14) das Mittel (10) zum Erzeugen der Frequenzverschiebung durchläuft, und ein weiteres Mal auf seinem Rückweg.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel zum Erzeugen einer Frequenzverschiebung zwischen Lichtleiter (7) und Meßobjekt (14) angeordnet ist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Austrittsende (8) des Lichtleiters (7) in einem Meßkopf (8, 9, 10, 11, 12 und 13) angeordnet ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtleiter (7) zur gemeinsamen Führung von Meß- und Referenzstrahl zu einem Detektor (15) dient.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß Meß- und Referenzstrahl den Lichtleiter (7) etwa in der gleichen Polarisation, insbesondere in gleicher Ausrichtung linear polarisiert, durchlaufen.
8. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß an ihr mehrere Meßköpfe anschließbar sind.
9. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß sie eine Zuordnungseinrichtung zum Einkoppeln des Laserlichtes in unterschiedliche Lichtleiter aufweist.
10. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß sie zumindest mit ihrem Lichtaustrittsende in ein Mikrophongehäuse eingebaut ist und zur Vermessung der Mikrophonmembran dient.
11. Verfahren unter Verwendung einer Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Funktionsprüfung und/oder zur Optimierung der Position eines Implantates, insbesondere einer Hörhilfe am oder im menschlichen oder tierischen Körper, der Meßstrahl in den Strahlengang eines Operationsmikroskopes eingekoppelt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet,

daß das Objekt während der Operation an seiner jeweiligen Position zum Schwingen angeregt und direkt über das Trommelfell oder über die Knochen des inneren Gehörganges vermessen wird.

5

13. Verfahren nach Anspruch 11,
dadurch gekennzeichnet,
daß das Einkoppeln des Meßstrahles zwischen
Operationsmikroskop und Objekt erfolgt.

10

14. Verfahren nach Anspruch 11,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Meßstrahl durch eine Operationsöffnung in
den Körper geführt wird.

15

20

25

30

35

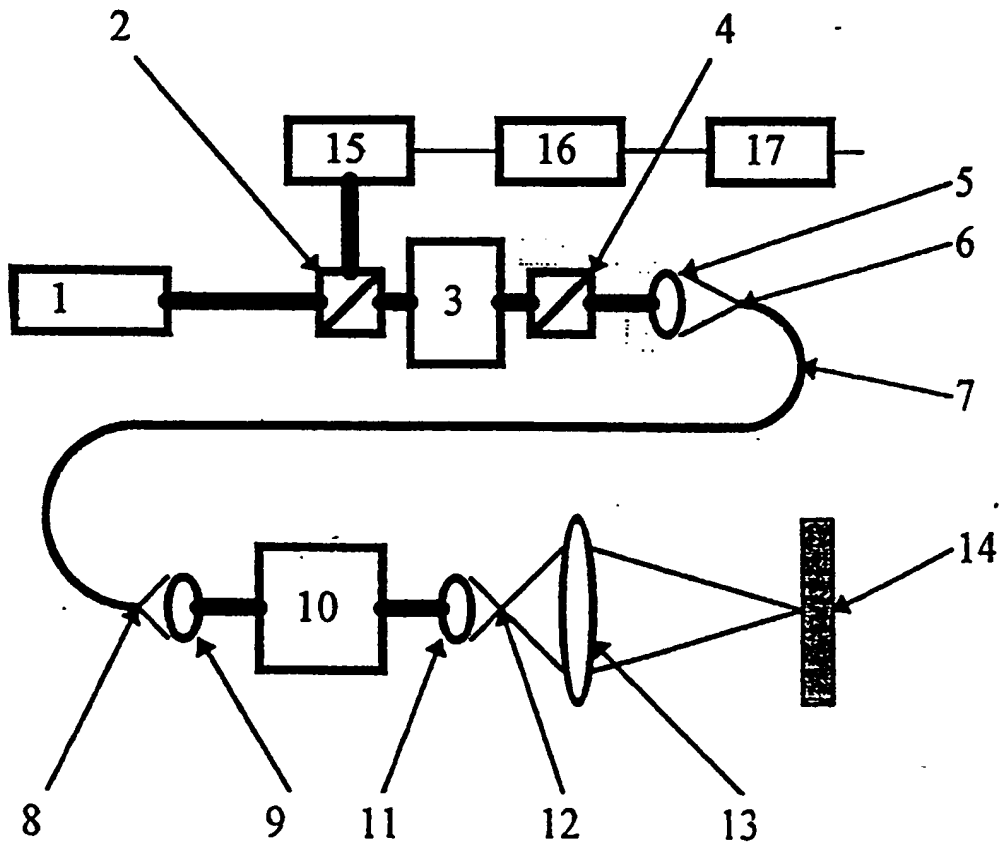
40

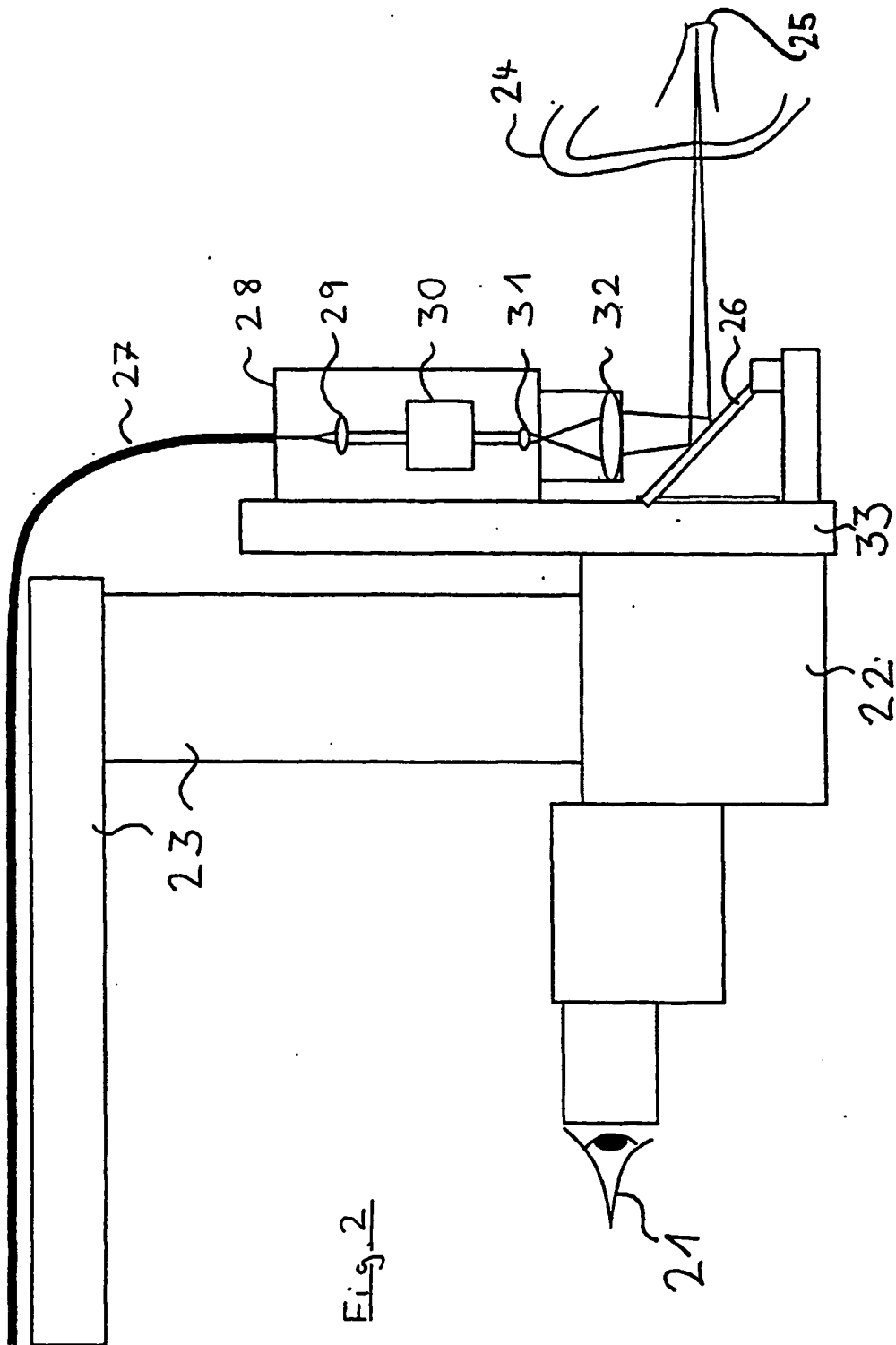
45

50

55

Fig. 1







Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 0 932 050 A3**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(88) Veröffentlichungstag A3:
12.01.2000 Patentblatt 2000/02

(51) Int. Cl.⁷: **G01S 7/481**, G01S 17/08,
G01S 17/50, G01B 9/02

(43) Veröffentlichungstag A2:
28.07.1999 Patentblatt 1999/30

(21) Anmeldenummer: 98123164.0

(22) Anmeldetag: 04.12.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(72) Erfinder:
Lewin, Andrew Charles, Dr.
76337 Waldbronn-Etzenrot (DE)

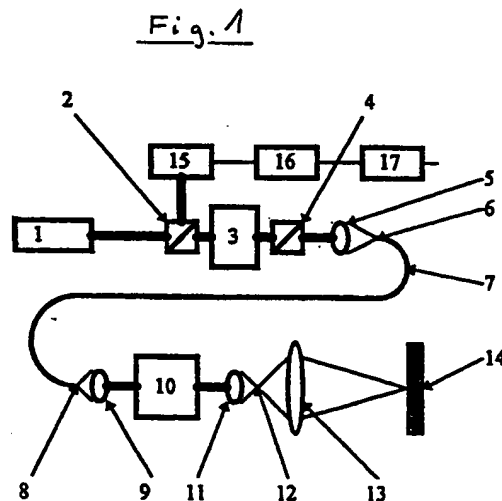
(30) Priorität: 21.01.1998 DE 19801959

(74) Vertreter:
Brommer, Hans Joachim, Dr.-Ing.
Lemcke, Brommer & Partner
Patentanwälte
Postfach 11 08 47
76058 Karlsruhe (DE)

(71) Anmelder: Polytec GmbH
76337 Waldbronn (DE)

(54) **Optischer Aufbau zur berührungslosen Schwingungsmessung**

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur berührungslosen, optischen Vermessung eines Objektes, insbesondere zur Weg- und/oder Schwingungsmessung mittels eines Laserinterferometers mit mindestens einem Meß- und mindestens einem Referenzstrahl. Dabei wird das vom Laser kommende Licht über einen Lichtleiter zu einem Meßkopf geführt. Wesentlich ist, daß die Aufteilung des Lichtes in Meßstrahl und Referenzstrahl erst nach Durchlaufen zumindest eines Teiles des Lichtleiters, zweckmäßig erst am Ende des Lichtleiters erfolgt, wobei ein Mittel zur Erzeugung einer Frequenzverschiebung zwischen dem Ende des Lichtleiters und dem Meßobjekt positioniert ist.



EP 0 932 050 A3



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 98 12 3164

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
A	US 4 652 129 A (MARTINELLI MARIO) 24. März 1987 (1987-03-24) * Spalte 2, Zeile 10 - Spalte 4, Zeile 9; Abbildungen *	1	G01S7/481 G01S17/08 G01S17/50 G01B9/02
A	EP 0 552 415 A (GEN INSTRUMENT CORP) 28. Juli 1993 (1993-07-28) * Spalte 3, Zeile 54 - Spalte 6, Zeile 39; Abbildungen *	1-14	
A	US 5 371 587 A (DE GROOT PETER J ET AL) 6. Dezember 1994 (1994-12-06) * Spalte 4 - Spalte 6; Abbildungen *	1	
A	DE 37 10 041 A (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG) 13. Oktober 1988 (1988-10-13) * Ansprüche; Abbildungen *	1	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
			G01B G01H G01S
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort		Abschlußdatum der Recherche	
DEN HAAG		19. November 1999	
		Prüfer	
		Devine, J	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03/82 (P4/C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 98 12 3164

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am 19-11-1999.
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

19-11-1999

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 4652129 A	24-03-1987	GB 2144215 A	27-02-1985
		CH 659131 A	31-12-1986
EP 0552415 A	28-07-1993	US 5208819 A	04-05-1993
		AT 125073 T	15-07-1995
		CA 2079863 A	24-07-1993
		DE 69203440 D	17-08-1995
		DE 69203440 T	11-04-1996
		HK 60697 A	16-05-1997
		JP 5275786 A	22-10-1993
		MX 9300337 A	01-07-1993
US 5371587 A	06-12-1994	KEINE	
DE 3710041 A	13-10-1988	KEINE	

EPO FORM P4481

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82